

ESCOLA SUPERIOR DE TECNOLOGIA DE SAÚDE DE COIMBRA

Mestrado em Fisioterapia - Especialidade em Movimento Humano

**ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE A ACTIVAÇÃO ELECTROMIOGRÁFICA
DO QUADRICÍPITE E A POSIÇÃO ARTICULAR DA ANCA DURANTE A
EXTENSÃO DO JOELHO**

Dissertação apresentada à Escola Superior de
Tecnologia da Saúde de Coimbra para a
obtenção do Título de Mestre em Fisioterapia

Autor: Sara Raquel Ladeira Neto

Orientador: Prof^ª. Doutora Maria António Castro

Coimbra, Fevereiro de 2013

Índice Geral

1. INTRODUÇÃO	1
2. REVISÃO DA LITERATURA.....	4
3. MATERIAIS E METODOS	15
3.1 Desenho do estudo.....	15
3.2 Amostra	15
3.3 Seleção da amostra	15
3.4 Dispositivo experimental.....	16
3.4.1 Sequência de procedimentos	16
3.4.2 Recolha dos dados cinemáticos	17
3.4.3 Recolha do sinal eletromiográfico	19
3.4.4 Recolha dos dados cinéticos	20
3.5 Processamento dos dados	21
3.6 Variáveis em estudo.....	22
3.7 Análise Estatística	22
3.8 Limitações ao estudo	23
4. ANALISE DOS RESULTADOS.....	24
5. DISCUSSÃO.....	31
6. CONCLUSÕES.....	36
7. BIBLIOGRAFIA.....	37
8. ANEXOS.....	45
Anexo 1- Consentimento Informado	45
Anexo 2 - Questionário de Avaliação.....	47
Anexo 3 – Protocolo de aquecimento do Quadrícipite Crural	48

ÍNDICE DE ILUSTRAÇÕES

Ilustração 1: Protocolo Experimental	16
Ilustração 2: Teste de Thomas (medição do ângulo da Coxa e Joelho)	18
Ilustração 3: Cálculo do ângulo poplíteo	18
Ilustração 4: Dispositivo para recolha do sinal eletromiográfico	20

INDICE TABELAS E GRÁFICOS

Tabela 1: Valores das variáveis antropométricas	24
Tabela 2: Análise descritiva da força e percentagem de sinal eletromiográfico	25
Tabela 3: Teste das diferenças de médias entre os grupos (25°, 55°, 85°) através do teste de ANOVA.....	29
Tabela 4: Teste das diferenças de médias entre os grupos (25°, 55°, 85°) através do teste de Bonferroni.....	29
Gráfico 1: Percentagem mioelétrica do Vasto Medial.....	26
Gráfico 2: Percentagem mioelétrica do Vasto Lateral.....	27
Gráfico 3: Percentagem mioelétrica do Reto Femoral	28

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

ESTeSC – Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra

TMM – Teste Muscular Manual

EMG – Eletromiografia; Atividade Eletromiográfica

CVM - Contração voluntária máxima

ANOVA – Análise da Variância

SENIAM - Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles

RESUMO

Introdução: A avaliação da força muscular é um parâmetro importante para a área de atuação da Fisioterapia como meio de diagnóstico, prognóstico, planeamento de tratamentos e avaliação das intervenções terapêuticas. **Objetivo:** Esta pesquisa teve como objetivo determinar qual a melhor posição da anca para que haja a produção do máximo momento de força muscular e a sua relação com o maior sinal electromiográfico. **Participantes:** A realização do presente estudo contou com a participação de 30 indivíduos saudáveis, correspondendo a 60 membros inferiores, de ambos os sexos com idades compreendidas entre os 18 e 22 anos sem restrição quanto à prática ou não de atividade física. **Metodologia:** O protocolo experimental que decorreu no laboratório de fisioterapia da ESTeSC, constou na recolha de informação acerca de parâmetros eletromiográficos de três porções musculares do quadrícipite e de picos de momento de força durante as contrações isométricas. A tarefa consistiu na extensão do joelho, numa posição fixa de 5° de flexão, com a anca posicionada em três ângulos clínicos de 25°, 55° e 85° de flexão contra uma resistência externa, oferecida pelo dinamómetro isocinético *Biodex System 3*. **Resultados/Conclusão:** Verificou-se que o quadrícipite manifestou um maior momento de força na posição de 25° de flexão da anca. Observou-se que apenas a porção muscular do Reto Femoral foi influenciada pela variação da posição articular da anca, manifestando uma maior percentagem de sinal electromiográfico na posição de 25° de flexão da anca e que a relação eletromiográfica/força teve valores mais elevados na posição de 25° de flexão da anca.

Palavras-Chave: Força muscular; Atividade Electromiográfica; Posição articular da anca; Quadrícipite.

1. INTRODUÇÃO

A avaliação da força muscular auxilia o clínico a estabelecer um diagnóstico diferencial, determinando a incapacidade muscular de modo a planejar as medidas terapêuticas a aplicar de forma a minimizar ou eliminar a diminuição da função (Wadsworth et al. 1987) ou a potenciá-la. Os fisioterapeutas têm contribuído para o desenvolvimento de metodologias para a avaliação da força muscular (Wadsworth et al. 1987).

O teste muscular manual (TMM) é um método simples e de utilização rotineira na prática clínica, sem recurso a instrumentos, que consiste numa classificação subjetiva de 0 a 5 pontos com base na capacidade de mover o membro em teste contra a gravidade e posteriormente aguentar o mesmo contra uma resistência manual aplicada pelo examinador (Griffin et. al. 1986). O grupo muscular do quadricípite é uma estrutura complexa, propícia a lesões cuja sua integridade física aparece frequentemente alterada no contexto clínico. Assim sendo, torna-se importante definir qual a melhor posição articular da anca para que o grupo muscular do quadricípite produza força muscular máxima de modo a que se tenha acesso à incapacidade muscular presente e se possa planejar um programa de reabilitação. Um método instrumental que permite uma quantificação rápida e confiável da função muscular é o dinamómetro isocinético. A vantagem da sua utilização é a possibilidade de avaliar isoladamente os grupos musculares enfraquecidos através de toda a amplitude de movimento com velocidade constante. Permite quantificar o momento máximo da força (peak torque), a potência e o trabalho (Griffin et al., 1986; Pinho et al. 2005).

Um outro indicador de força muscular é o estudo da atividade elétrica (EMG) do músculo (Hamill e Knutzen, 2008) uma vez que a força desenvolvida na contração depende da excitação neural que lhe é fornecida (Correia e Mil-Homens, 2004). Alguns autores (Kendall et al. 1971; Currier, 1977; Bohannon, 1986; Carvalho et al., 2008;

Kong et al. 2010) nos seus estudos já haviam medido a máxima produção de força e a EMG do quadríceps em diferentes posições angulares da anca, contudo as conclusões foram contraditórias.

Considerando a importância, para a fisioterapia, da avaliação da força muscular do quadríceps, músculo essencial para a marcha e frequentemente alvo de alterações em diferentes condições clínicas e visto na literatura não existir consenso sobre esta temática, o presente estudo tem como objetivo geral estabelecer uma posição angular da anca, através da análise electromiográfica e da avaliação da força produzida, em que o quadríceps produza maior força muscular e consequentemente a sua relação com maior sinal eletromiográfico aquando da sua contração isométrica numa posição de extensão do joelho.

Os objetivos específicos são os de comparar a produção de força isométrica, comparar a atividade eletromiográfica das diferentes porções musculares do quadríceps e comparar a relação eletromiográfica/força, na extensão do joelho quando a anca está posicionada nos ângulos clínicos de 85°, 55° e 25° de flexão e o joelho mantido numa posição de 5° de flexão.

Formulamos pois a hipótese de investigação de que o ângulo clínico de 85° de flexão da anca é o que produz um maior momento de força e consequentemente um maior sinal electromiográfico.

O capítulo seguinte, Revisão de Literatura, está estruturado em torno de aspetos como a medição da força muscular e a sua importância, a instrumentação usada e os resultados dos estudos efetuados até ao momento.

De seguida na secção de Materiais e Métodos são descritas as condições de realização do estudo, definida a amostra, descritos os instrumentos utilizados, e relatados os procedimentos laboratoriais e técnicas de recolha e tratamento da informação.

Com vista a dar resposta à hipótese proposta para investigação, a pesquisa laboratorial baseou-se na recolha de informações acerca da força muscular e do sinal electromiográfico do quadricípite de vários sujeitos em diferentes posições angulares da anca numa tarefa que consistiu numa contração isométrica para extensão do joelho.

Na secção dos Resultados são apresentados os valores absolutos e a estatística descritiva da informação recolhida seguindo-se a comparação de médias dos diferentes grupos da amostra em cada uma das variáveis em estudo.

O capítulo final relata as conclusões mais relevantes do estudo precedido de uma discussão de resultados.

2. REVISÃO DA LITERATURA

A força muscular pode ser definida como a capacidade do músculo produzir tensão (Wadsworth et al., 1987). Segundo Bohannon (1995), força muscular é a força voluntária máxima ou momento da força que um indivíduo pode aplicar no meio ambiente sob um conjunto específico de condições de teste. De acordo com Hamill e Knutzen (2008), força muscular é a quantidade máxima de esforço produzido por um músculo ou grupo muscular no local de inserção do esqueleto.

A mensuração da força muscular fornece informações que permitem ao clínico perceber qual o perfil da condição muscular, identificar o nível de incapacidade muscular de modo a poder eliminá-la ou minimizá-la, estabelecer diagnósticos, prognósticos, planejar tratamentos e avaliar a efetividade de uma intervenção terapêutica (Wadsworth et. al., 1987; Downar et. al., 2003; Durfee et. al., 2005; Carvalho et. al., 2007). De acordo com a importância que esta metodologia assume na atividade profissional dos fisioterapeutas, permitindo-lhes elaborar diagnósticos e prognósticos sobre as condições clínicas, estes profissionais têm contribuído para o desenvolvimento de metodologias para a avaliação da força muscular (Wadsworth et. al., 1987). A sua avaliação pode ser obtida através de métodos sem recurso a instrumentos baseando-se apenas na percepção e experiência do examinador ou com recurso a instrumentos específicos (Bohannon, 1995).

Um dos métodos não-instrumentais mais utilizados para avaliar a força muscular em contexto clínico é o TMM (Griffin et. al., 1986; Lin et. al., 2008). Este fornece ao examinador informações acerca do diagnóstico, do estado inicial e da progressão da condição clínica e da intervenção terapêutica (Perossa et. al., 1998).

Descrito na literatura como um meio de avaliação da força muscular em vinte e seis doenças, principalmente neurológicas (Bohannon, 2005; Cuthbert et. al., 2007) é

simples e prático de aplicar. Cuthbert et. al. (2007) referem-no como sendo uma ferramenta legítima e útil para a avaliação dos sistemas músculo-esquelético e nervoso. O TMM foi referenciado pela primeira vez por Lovett em 1912, aquando a avaliação da fraqueza muscular em indivíduos portadores de poliomielite. Baseia-se na contração voluntária máxima de um músculo ou de um grupo muscular contra a gravidade e contra uma resistência manual aplicada pelo examinador sendo pontuado numa escala de 0 a 5 (Kendall et. al., 2005). A classificação é atribuída de acordo com a capacidade do sujeito mover o membro em teste contra a gravidade e em seguida resistir por contração isométrica contra uma força manual aplicada em sentido contrário (Griffin et. al., 1986; Lin et. al., 2008).

A resistência aplicada e a atribuição da pontuação são baseadas no julgamento e experiência clínica do examinador e adaptadas ao músculo em teste tendo em consideração o tamanho, sexo do indivíduo, idade e/ou tipo de corpo (Durfee et. al., 2005).

O grupo muscular do quadricípite é constantemente selecionado como objeto de estudo. Sendo um grupo muscular forte e poderoso que possibilita grandes amplitudes de movimentos, importante na estabilização e na sustentação do peso corporal a nível estático e dinâmico, torna-o mais propício a lesões.

Dada à sua relevância, torna-se fulcral aprofundar o seu conhecimento quanto ao melhor acesso à sua força muscular de forma a contribuir para o sucesso da recuperação física.

O quadricípite é formado por três músculos monoarticulares e um biarticular (Kong et. al., 2010). O primeiro grupo inclui o vasto lateral, o vasto medial e o vasto intermédio, todos músculos monoarticulares, responsáveis apenas pela extensão do joelho. O quarto músculo, diz respeito ao reto femoral que atravessa anteriormente as articulações coxo-femoral e joelho, tendo por isso participação na flexão da anca e na extensão do joelho.

Para a realização do TMM do quadricípite posiciona-se a articulação coxo-femoral a 90° de flexão e o joelho em extensão. A partir dessa posição pretende-se que o examinando mantenha a extensão completa do joelho enquanto o examinador aplica uma resistência manual no sentido da flexão do mesmo (Kendall et. al., 2005). Dada a sua facilidade de utilização, o TMM é ideal para aplicar na rotina da prática clínica já que não se torna necessário fazer uso de equipamentos específicos e nem de dispêndio de muito tempo.

No entanto, para Wadsworth et. al. (1987) e Bohannon (2002) é comprovadamente subjetivo. Essa subjetividade não representa um grande problema quando se avalia músculos fracos cujo objetivo é perceber se existe contração e se o membro se move a favor ou contra a gravidade. A subjetividade torna-se mais elevada na atribuição de graus mais altos, situação em que o examinador necessita de aplicar mais força, sendo pois, a sua capacidade de manter de forma consistente a resistência aplicada mais limitada.

O recurso ao esfigmomanómetro é referido na literatura como um método, rápido, económico, eficiente e confiável para estimar a força muscular por fornecer dados quantitativos (Perossa et al., 1998; Kaegi et al., 1998; Delgado et al., 2004; Lucareli et. al., 2010)

Perossa et. al. (1998) recorreram ao esfigmomanómetro modificado para avaliar a força muscular dos músculos extensores, flexores, adutores e abdutores da anca e ainda extensores, flexores e rotadores externo e interno do ombro. Obtiveram como resultados um grau alto de confiabilidade para os músculos da anca, com valores de coeficiente de correlação intra-classe entre 0,94 a 0,97, com recurso a este instrumento de medida.

Lucareli et. al. (2010) pretenderam verificar a reprodutibilidade do esfigmomanómetro modificado para a mensuração da força muscular dos dedos das mãos através da comparação do mesmo com o dinamómetro manual.

Avaliaram 40 voluntários saudáveis de ambos os sexos com idade entre 20 e 55 anos que realizaram o teste de força muscular dos músculos flexores dos dedos em ambas as mãos com os dois instrumentos para que fosse feita a comparação entre eles.

Após análise estatística, não foi observada qualquer diferença significativa entre os valores obtidos nos testes do esfigmomanómetro modificado e dinamómetro manual em relação à lateralidade, assim como, nas correlações observadas quando analisados os valores obtidos no teste com esfigmomanómetro modificado em comparação com o teste com dinamómetro manual. Concluiu-se portanto, que o esfigmomanómetro é uma técnica reprodutível para medir força muscular dos músculos flexores dos dedos.

No estudo desenvolvido por Delgado et. al. (2004) a força dos músculos extensores e flexores dos joelhos de militares foi avaliada em diferentes ângulos do joelho por meio do esfigmomanómetro modificado. A amostra foi composta por 31 militares, sendo 19 do sexo feminino e 12 do sexo masculino. As contrações isométricas máximas foram realizadas a 30° para a flexão e a 30° e 90° para a extensão do joelho.

Os autores concluíram que os militares apresentavam diferenças de força entre os músculos posteriores e anteriores do joelho nos diferentes ângulos medidos e que a utilização desta técnica qualitativa de avaliação da força foi prática, fiável, satisfatória e de baixo custo.

De igual modo, no estudo efetuado por Kaegi et. al. (2012), os autores reconheceram a necessidade de obter medições confiáveis da força muscular na população idosa. A forma encontrada para avaliação da força isométrica dos extensores do cotovelo e da anca efetuada por três examinadores, foi com recurso ao esfigmomanómetro

modificado. Estes investigadores concluíram que este método fornece mensurações fiáveis e é prático de usar em contexto clínico. No estudo, fizeram ainda referência aos vários autores que já haviam avaliado outros grupos musculares como os flexores (Rice et. al; 1989) e abdutores ((Helewa et. al.; 1986); (Giles; 1984); (Rice et. al.; 1989)) do ombro, flexores ((Isherwood et. al.; 1989); (Rice et. al.; 1989); (Bohannon et. al.; 1991)) e extensores (Rice et. al.; 1989) do cotovelo, flexores, extensores (Rice et. al.; 1989) e abdutores da anca ((Giles; 1984); (Wright et. al.; (1988))), extensores do joelho ((Giles; 1984); (Rice et. al.; 1989)) e flexores e extensores plantares do pé (Rice et. al.; 1989).

Helewa et. al. (1981) validaram o método de mensuração com o esfigmomanómetro modificado referindo que fornece medidas quantitativa e objetiva mais sensíveis aos diferentes padrões de força em comparação com o teste muscular manual isoladamente. Ao avaliarem e compararem a força isométrica do quadricípite de cinco doentes portadores de artrite reumatoide, medida por cinco fisioterapeutas, através de três técnicas de modificação do esfigmomanómetro e do teste muscular manual, demonstraram que as medições do esfigmomanómetro obtidas pelos fisioterapeutas foram reprodutíveis, fiáveis e mais rápidas de recolher quando comparado com o teste muscular manual.

Contudo, quando se torna essencial obter informações mais específicas, como detetar pequenas variações na força muscular recorre-se a métodos instrumentalizados que permitam obter valores de quantificação em números reais (Griffin et. al., 1986; Wadsworth et. al., 1987; Bohannon, 2002).

O dinamómetro isocínético, avalia a função muscular quando o indivíduo exerce uma força máxima através de uma posição angular definida, velocidade de execução controlada e resistência acomodativa (Griffin et. al., 1986). Através de um sistema isocínético e microprocessadores são recolhidos, processados e armazenados dados

sobre a força produzida (Joshua et. al., 2003). Este sistema permite recolher valores de pico do momento de força (*peak torque*), força média, potência, resistência e ainda equilíbrio muscular, que coloca em oposição e sinergismo músculos agonistas e antagonistas da mesma articulação (Rezende et. al., 2004).

Segundo Carvalho (2007) e Joshua et. al. (2003) a avaliação da força muscular com recurso ao dinamómetro isocinético é importante para a deteção de disfunções neuro-musculo-esqueléticas, para traçar o perfil muscular dinâmico, para o tratamento, treino e investigação. Para estes autores, o parâmetro mais usado para a medição da força é o *peak torque* ou momento de força máximo.

Vários estudos (Aitkens et. al., 1989; Bohannon 1998; 2001; Laing et. al., 1995) referem correlações moderadas a fortes entre o TMM e a medição de força usando o dinamómetro. Wadsworth et. al. (1987) reconheceram a necessidade de identificar a fiabilidade entre o TMM e o dinamómetro de mão afirmando que ambos os métodos são fiáveis.

A comparação entre a avaliação da força muscular através do teste isocinético e do TMM tem vindo a ser estudada. Lin et. al. (2008 cit.Wilk e Andrew, 1992) identificaram diferenças consistentes na força muscular nas extremidades bilaterais medidas com recurso ao dinamómetro isocinético num grupo com grau normal no TMM. Noreau e Vachon (1998) relataram que foram observados resultados similares de força muscular nos graus mais baixos quando compararam a avaliação do TMM com o dinamómetro isocinético para medir o lado mais forte de indivíduos com lesão medular.

A execução de qualquer movimento exige que o sistema nervoso central adapte a força produzida pelos músculos aos diferentes ângulos articulares. Devido à contração a força

é produzida e consequentemente transmitida através do tendão ao osso (Shenoy et. al., 2011).

Uma vez que a força que um músculo desenvolve em contração depende da excitação neural que lhe é fornecida, a electromiografia (EMG) pode ser utilizada como indicador da força (Correia e Mil-Homens, 2004). De acordo com Hamill e Knutzen (2008) a EMG é o estudo da atividade elétrica do músculo.

A recolha do sinal elétrico (eletromiograma), é feita através da aplicação de eléctrodos colocados sobre a pele (EMG de superfície) ou pela inserção de agulhas diretamente no músculo (EMG profunda) requerendo uma contração voluntária por parte do indivíduo em teste (Correia e Mil-Homens, 2004).

A EMG de superfície é um método não invasivo, fácil e seguro ao qual se recorre frequentemente para observar a função muscular do quadríceps (Lin et. al., 2008), sendo reportado como um indicador válido e confiável na estimação do recrutamento muscular (Brownstein et. al., 1985; Ebersole et. al., 1999; Correia e Mil-Homens, 2004; Hamill e Knutzen, 2008; Criswell, 2011; SENIAM project).

A EMG de superfície permite monitorizar a atividade mioelétrica de um músculo sob diferentes condições como seja, a atividade mioelétrica registada no pico do momento de força do quadríceps, efetuada durante uma contração isométrica deste músculo (Shenoy et. al., 2011).

Dado tratar-se do registo de um sinal elétrico, os valores EMG obtidos são normalizados para permitir comparar as intensidades das contrações musculares de um indivíduo ou entre vários sujeitos. Para este procedimento, pode ser usada a contração isométrica voluntária máxima, resultando assim numa diminuição da variação dos dados e aumentando a fiabilidade dos mesmos (Barr et. al., 2001; Bolgla et. al., 2005; Lin et. al., 2008).

Os dados recolhidos depois de processados, contribuem para o diagnóstico de problemas neuromusculares e são usados como indicadores da atividade muscular, em biomecânica e em investigações de controlo motor, entre outros. (Durfee et. al., 2005).

Lin et. al. (2008), realizaram um estudo com o objetivo de comparar os parâmetros da atividade mioelétrica da contração voluntária máxima com recurso ao TMM e ao dinamómetro isocinético durante a extensão do joelho e saber se a contração máxima é o método mais eficaz para a normalização da EMG. Pretenderam igualmente determinar se o eletromiograma obtido durante o TMM pode ser usado como substituto para a base da normalização da EMG. Concluíram que a contração voluntária máxima é apropriada para a normalização dos dados da EMG e que não existiram diferenças estatisticamente significativas na média da amplitude do sinal da EMG e a frequência média entre o TMM e dinamómetro, pelo que tendo em conta o custo e o tempo, a normalização da EMG na técnica da contração voluntária máxima do TMM mostra um alto valor de confiabilidade.

A relação da força muscular produzida em condições isométricas e a EMG é relativamente linear, ou seja, quanto maior for o incremento na força maior será o aumento na amplitude do eletromiograma (Hamill e Knutzen, 2008; Lippold, 1952).

Franciulli et. al., (2007) investigaram a relação entre a eletromiografia e o torque muscular isométrico na flexão do joelho a 60°, em diferentes níveis percentuais da contração voluntária isométrica máxima – 0%, 20%, 40%, 60%, 80% e 100%.

Os 15 sujeitos da amostra foram sentados no dinamómetro isocinético, devidamente estabilizados e aparelhados para a recolha do sinal eletromiográfico com a colocação dos elétrodos nos ventres musculares do reto femoral, vasto lateral, vasto medial oblíquo e vasto lateral longitudinal. Concluíram que o comportamento da relação EMG e o torque muscular isométrico na posição angular de 60° de flexão do joelho nos

ventres superficiais do músculo quadricípite da coxa é linear, com correlação positiva, contudo mostraram também que a linearidade é maior em níveis de torque abaixo de 80% da contração máxima.

Para Alberto et. al. (2008) o comprimento em que o músculo se encontra aquando da execução da força é determinante para a capacidade de produção de força, existindo um comprimento ideal do músculo para produzir força máxima. Qualquer variação no comprimento do músculo produz menos tensão, existindo pois, uma relação direta entre a tensão produzida pelo músculo e o seu comprimento.

Alberto et. al. (2008) propuseram-se verificar se a posição da anca influencia o pico do momento da força e a EMG durante a contração isométrica do quadricípite. Ao medir o pico do momento da força em cinco posições da anca - 180°, 140°, 110°, 100°, 90° - com o joelho a 60° de flexão, concluíram que a posição angular da anca influencia o valor do momento máximo, sendo o seu valor mais elevado aos 100°. Não encontraram todavia, diferenças na atividade eletromiográfica à exceção do vasto externo com a anca na posição de 180°, que apresentou menor atividade quando comparado com a posição de 110°. As conclusões desta investigação estão de acordo com Hasler et. al., (1994 cit. Alberto et. al., 2008) que nos seus estudos concluíram que a EMG do reto femoral não variou significativamente nas cinco posições angulares da anca (90°, 112°, 135°, 157°, 180°) definidas para o estudo. Contudo os resultados do seu estudo não se mostraram concordantes com os de Hasler et. al., (1994 cit. Alberto et al., 2008) dado que o vasto externo manifestou valores de ativação muscular elevados nas posições de 90° e 180° e o vasto interno na posição de sentado.

Kong et. al. (2010), pretenderam verificar a atividade mioelétrica dos músculos biarticulares e monoarticular do quadricípite durante a contração isométrica em diferentes posições angulares da anca (110°, 139°, 164°) e joelho (90°, 100°, 110°, 120°,

130°, 140°, 180°) em 10 indivíduos saudáveis. Devidamente aparelhados para a recolha do sinal eletromiográfico e estabilizados no dinamómetro isocinético procederam à realização da tarefa proposta conjecturando que a variação das posições angulares do joelho influenciaria todos os músculos e a variação nas posições angulares da anca influenciaria apenas o reto femoral. As conclusões alcançadas revelaram que a variação angular de ambas as articulações, interferem na atividade eletromiográfica dos músculos monoarticulares e biarticular. O reto femoral demonstrou uma maior atividade eletromiográfica na posição de deitado (164°) aquando a extensão isométrica do joelho numa posição fixa de 90°. Por seu lado, os músculos monoarticulares manifestaram valores de excitação mais elevados na posição de sentado, seguida da posição de inclinado e finalmente da posição de deitado.

Salzman et. al. (1993), registaram a atividade eletromiográfica do quadricípite em seis combinações de flexão da anca e joelho: a anca a 0°, 40° e 80° com o joelho a 15° e 60°. A maior atividade eletromiográfica foi registada com a anca a 40° de flexão e 15° de flexão do joelho. A menor atividade eletromiográfica observou-se com a anca a 0° e o joelho a 60° de flexão. O menor pico de momento de força verificou-se com o membro posicionado a 80° de flexão da anca e 15° de flexão do joelho. Outra das conclusões alcançadas prende-se com o facto de que todas as porções do quadricípite participam no movimento de extensão do joelho independente da posição angular da anca.

Currier (1977) testou cinquenta indivíduos (20 homens e 30 mulheres) nas posições de 100°, 110°, 120° e 130°, ângulos absolutos de flexão da anca com a horizontal mantendo a posição do joelho a 60° de flexão, solicitando a sua extensão através da contração isométrica. Relatou que foi nas posições da anca entre os 110° e os 130° que foi possível verificar uma maior produção de força máxima, sem haver diferenças estatísticas

significativas entre elas, aquando a extensão isométrica do joelho em comparação com a anca posicionada a 100°.

Kendall et. al. (1971 cit. Bohannon et al. 1986) afirmaram que existe uma maior produção de força de extensão isométrica do joelho quando a anca está numa posição de maior extensão.

Maffiuletti et. al. (2003) colocaram a hipótese de que numa posição de 90° de flexão da anca, onde o reto femoral se encontra em encurtamento, existiria uma maior ativação neural aquando das contrações isométricas para extensão do joelho em comparação com a anca na posição de deitado, a 180° de flexão, tendo-se confirmado a suposição inicial.

Pavol et. al. (2000), pretenderam verificar a influência na produção de força dos extensores do joelho nas posições 90°, 75°, 60°, 45° e 30° de flexão com uma variação de 10° a partir da posição inicial em contração isocinética com a anca na posição de sentado e deitado. Observaram que existe uma maior produção de força aos 110° de flexão da anca quando comparados com 180°. Em desacordo, estão as conclusões alcançadas por Bohannon et al. (1986) ao estudar o momento de força da extensão isocinética do joelho nas posições de sentado (95°) e semi-inclinado (150°). Como conclusão da investigação, referiram a inexistência de diferenças significativas na produção do momento da força do quadríceps nas posições de sentado e semi-inclinado.

A revisão da literatura efetuada permite perceber que vários autores já avaliaram o momento de força do quadríceps e a EMG em diferentes posições angulares da anca, não tendo sido possível todavia, encontrar conclusões coincidentes.

3. MATERIAIS E METODOS

3.1 Desenho do estudo

O estudo efetuado, a análise da produção de força em extensão do joelho com diferentes posições de flexão da anca é um estudo transversal do tipo exploratório quasi-experimental.

3.2 Amostra

A realização do presente estudo contou com a participação de 39 indivíduos saudáveis, correspondendo a 78 membros inferiores, de ambos os sexos, com idades compreendidas entre os 18 e 22 anos, sem restrições relativamente à prática de atividade física.

Os participantes foram informados de que o estudo pretendia identificar a melhor posição da anca para efetuar o teste muscular, ou seja aquela em que se produz mais força e maior sinal electromiográfico (EMG). Os sujeitos foram convidados a participar no estudo, tendo sido descrito o propósito do mesmo bem como o protocolo a seguir de modo a obter o seu consentimento informado reconhecido por assinatura (Griffin et. al., 1986; Lin et. al., 2008; Kong et. al., 2010).

3.3 Seleção da amostra

A amostra foi selecionada de entre estudantes do ensino superior que se mostrassem disponíveis para participar no estudo.

Foram incluídos todos os indivíduos considerados saudáveis, sem qualquer doença conhecida ou estado de saúde alterado.

Foram excluídos em primazia os participantes que tivessem tido qualquer lesão do quadrícipite, tivessem tido qualquer lesão do membro inferior nos seis meses anteriores

à recolha de dados, ou apresentassem no momento qualquer patologia que pudesse comprometer a realização dos testes, como por exemplo sintomatologia gripal, e os sujeitos que tomassem medicação com efeitos a nível muscular.

Para aplicação dos critérios de inclusão e exclusão os sujeitos responderam a um questionário de caracterização da amostra e foram sujeitos a uma avaliação clínica.

3.4 Dispositivo experimental

O protocolo experimental que decorreu no laboratório de fisioterapia da ESTeSC, constou na recolha do sinal eletromiográfico de três porções musculares do quadríceps e do pico do momento de força efetuada durante a realização de contrações isométricas em extensão do joelho.

A tarefa consistiu na extensão do joelho, numa posição fixa de 5° de flexão, com a anca posicionada em três ângulos clínicos de 25°, 55° e 85° contra uma resistência externa, oferecida pelo dinamómetro isocinético *Biodex System 3*.



Ilustração 1: Protocolo Experimental

3.4.1 Sequência de procedimentos

Com vista ao cumprimento dos critérios de exclusão e inclusão, foi feita uma recolha acerca dos dados biográficos e antropométricos dos sujeitos em estudo tendo sido

questionados sobre eventuais lesões e avaliados quanto à presença de alterações posturais e encurtamentos musculares (Psoas ilíaco, Reto femoral, bicípite femoral).

Previamente à realização da tarefa foi pedido um breve aquecimento do grupo muscular do quadrícipite de modo a pré-ativar as fibras musculares e prepará-las para o esforço (Bohannon et. al., 1986; Griffin et. al., 1986; Alberto et. al., 2008; Lin et. al., 2008; Kong et. al., 2010). Segundo Craig (1994) o aquecimento muscular prévio a uma atividade vigorosa permite elevar a temperatura corporal, aumentar o fluxo sanguíneo, aumentar a flexibilidade muscular, reforçar a coordenação e promover o movimento prevenindo possíveis lesões. O aquecimento (anexo 2) constou de 20 repetições de marcha parada, 10 afundos, 5 repetições agachamento por 5 segundos e 5 saltos de agachado (*squat jump*).

Aquando o teste isocinético foi pedido ao sujeito que realizasse 3 contrações máximas do quadrícipite em cada posição articular da anca de 5 segundos cada com repouso de 10 segundos entre elas e de 60 segundos entre posições tendo sido os valores do pico do momento de força registados no computador.

Os sujeitos em estudo foram encorajados de forma verbal e visual através do monitor do dinamómetro isocinético no decorrer de cada contração isométrica com a finalidade de realizarem a sua força máxima (Alberto et. al., 2008; Lin et. al., 2008; Kong et. al., 2010).

3.4.2 Recolha dos dados cinemáticos

Para avaliar a extensibilidade dos músculos psoas ilíaco e reto femoral, com o propósito de saber se o seu comprimento poderia influenciar a amplitude disponível para a realização dos testes, recorreu-se ao teste de Thomas (Volpon, 1996). O teste é realizado solicitando ao sujeito em estudo, que está posicionado em decúbito dorsal sobre uma

marquesa, que leve um dos joelhos para junto do tronco. Se a anca oposta não apoiar sobre a marquesa significa que existe déficit na extensibilidade nos músculos psoas ilíaco e reto femoral.



Ilustração 2: Teste de Thomas (medição do ângulo da Coxa e Joelho)

O ângulo do joelho foi medido na mesma posição do teste anterior com os membros inferiores fora da marquesa, servindo para avaliar a extensibilidade do músculo reto femoral. A tarefa foi novamente de levar um dos joelhos ao peito observando-se a variação angular do joelho oposto.

O ângulo poplíteo foi igualmente medido a fim de verificar a flexibilidade do músculo isquiotibial.



Ilustração 3: Cálculo do ângulo poplíteo

As alterações angulares manifestadas foram determinadas com recurso a um goniómetro. Com esse objetivo foram colocados quatro marcadores reflexivos na espinha ilíaca ântero-superior, grande trocânter, côndilo lateral do fémur e maléolo lateral em ambos os lados. Com o auxílio dos marcadores reflexivos do grande trocânter, côndilo lateral do fémur e maléolo lateral, a determinação do ângulo poplíteo foi efetuada com o sujeito em decúbito dorsal a anca posicionada a 90° de flexão e o joelho em extensão. Os dados obtidos foram confirmados através de imagem fotográfica obtida na posição de teste para as avaliações da extensibilidade dos músculos psoas ilíaco e reto femoral e dos ângulos do joelho e poplíteo, tendo a câmara fotográfica sido colocada perpendicularmente à marquesa.

Para a confirmação das posições angulares da anca durante a execução de força no biodex foi montado um dispositivo de captação de vídeo (Casio EXLIM modelo EX-FH20), perpendicularmente ao dinamómetro isocinético de modo a captar em vídeo, numa frequência de 210 Hz a manutenção do posicionamento pretendido no estudo.

Este dispositivo foi usado também na sincronização dos dois sistemas eletromiográfico e dinamómetro, através de um led, permitindo saber assim o início e fim de cada contração de ambas na mesma base temporal (Alberto et. al 2008).

3.4.3 Recolha do sinal eletromiográfico

Para a recolha dos dados electromiográficos procedeu-se à preparação da pele com a finalidade de reduzir a impedância do eléctrodo-pele (depilação, abrasão da pele e limpeza com álcool) e colocação das superfícies de deteção em cada músculo: Reto Femoral, Vasto Externo, Vasto Interno e um eléctrodo de referência no maléolo medial (Alberto et. al., 2008; Kong et. al., 2010). De acordo com Correia e Mil-Homens (2004) as superfícies de deteção foram colocadas na zona de maior volume muscular definida

após contração do músculo quadricípite. De acordo com as recomendações da SENIAM, a superfície de detecção do reto femoral foi colocada a meio da linha que une a espinha ilíaca antero - superior e o bordo superior da rótula; a do vasto externo foi posicionada a 2/3 da linha que une a espinha ilíaca antero - superior e o bordo lateral da rótula e por fim a do vasto interno a 80% da linha que une a espinha ilíaca antero – superior e a linha inter - articular medial do joelho. As superfícies de detecção usadas (Ambu[®] Blue Sensor N-00-S) foram fixas à pele por fita adesiva apropriada. Para o registo dos sinais electromiográficos foi utilizada uma unidade de BioPluxResearch, numa a frequência de recolha de 1000 Hz.



Ilustração 4: Dispositivo para recolha do sinal eletromiográfico

3.4.4 Recolha dos dados cinéticos

Para a determinação do pico do momento de força do quadricípite fez-se uso do dinamómetro isocinético *Biodex System 3*.

O indivíduo em estudo foi sentado no dinamómetro e estabilizado por duas cintas cruzadas na zona do tronco, uma na pélvis, uma no terço distal da coxa em teste e uma

imediatamente acima da linha dos maléolos (Bohannon et. al., 1986; Griffin et. al., 1986; Lin et. al., 2008; Alberto et. al., 2008; Kong et. al., 2010). O eixo de rotação do braço de alavanca do dinamómetro coincidiu com o eixo de rotação do joelho do membro a ser testado (Griffin et. al., 1986; Alberto et. al., 2008). O peso gravitacional da perna e braço de alavanca do dinamómetro foram aferidos de modo passivo com a perna relaxada numa posição de 5° de flexão do joelho (Kong et. al., 2010). Os braços permaneceram cruzados sobre o peito durante o teste.

As posições da anca foram definidas pelo ajustamento da cadeira do dinamómetro isocinético de forma aleatória a fim de diminuir o viés do estudo e evitar e eliminar os efeitos da fadiga.

3.5 Processamento dos dados

Os sinais EMG foram submetidos a um filtro digital (10-490 Hz), retificados em onda completa, suavizados com um filtro passa-baixo (Butterworth, 12 Hz, 4ª ordem) e normalizados em amplitude utilizando como referência o EMG obtido durante a contração voluntária máxima (CVM) dos músculos em estudo na posição de teste muscular (90° flexão da anca e extensão do joelho). A variável usada refere-se à média numa janela de 100ms em torno do valor máximo encontrado.

Na análise cinemática, para avaliação dos ângulos da anca, utilizou-se o Kinovea versão 0.8.15.

Para sincronização, análise e processamento dos dados cinéticos e electromiográficos recorreu-se ao MatLab.

3.6 Variáveis em estudo

As variáveis em estudo pretendem verificar as diferenças relativamente à força e sinal eletromiográfico obtidos nas várias posições articulares da articulação coxo-femoral.

Variáveis independentes (categóricas)

Posição articular da anca (25°, 55°, 85°)

Variáveis dependentes

Cinéticas: Momento máximo de força produzida

Eletromiográficas:

Atividade mioelétrica do músculo Reto femoral (%)

Atividade mioelétrica do músculo Vasto lateral (%)

Atividade mioelétrica do músculo Vasto medial (%)

3.7 Análise Estatística

A caracterização da amostra, foi realizada através de estatística descritiva, com recurso à média e desvio padrão. Para verificação do efeito da posição articular da anca nas diferentes variáveis em estudo recorreu-se à análise de variância (ANOVA) e o teste de Bonferroni, após verificação dos pressupostos de normalidade das variáveis e da homogeneidade da variância entre os grupos em comparação, por aplicação, respetivamente, dos testes de Kolmogorov-Smirnov com correção de Lilliefors e de Levene (Pestana and Gageiro 2000). O nível de significância foi mantido em 5% para todos os testes.

A análise estatística foi efetuada com recurso ao *software* SPSS versão 17.

3.8 Limitações ao estudo

Nas limitações do presente estudo engloba-se maioritariamente o tipo de amostra usada, dado tratarem-se de sujeitos jovens, sendo pois um estudo efetuado numa faixa etária reduzida. Tratam-se ainda de indivíduos saudáveis, com níveis de atividade física diversos, aspeto que poderá influenciar a coordenação, perceção e produção da força muscular da amostra em estudo.

4. ANALISE DOS RESULTADOS

Dos 39 sujeitos que iniciaram o protocolo experimental e que participaram no estudo com o objetivo identificar a melhor posição da anca para efetuar o teste muscular, ou seja aquela em que se produz mais força e maior sinal electromiográfico (EMG), de somente 30 foi possível a recolha de toda a informação necessária à investigação, perfazendo um total de 60 membros inferiores em teste.

A tabela seguinte caracteriza a amostra em relação aos dados antropométricos mostrando os valores da média, desvio padrão, máximos e mínimos do sexo, idade, peso, altura e índice de massa corporal.

Tabela 1: Valores das variáveis antropométricas

	<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
<i>Idade (anos)</i>	60	18	21	18,80	0,92
<i>Peso (Kg)</i>	60	45,50	101,50	64,24	13,08
<i>Altura (m)</i>	58	1,54	1,79	1,65	0,06
<i>Índice Massa Corporal</i>	60	19,20	31,84	22,84	5,70

Numa amostra de 60 indivíduos de ambos os sexos a média das idades foi de 18 anos (± 1 ano) sendo a mínima 18 anos e 21 anos a idade máxima. No peso a média foi de 64 Kg de peso (± 13 Kg) com um mínimo de 45Kg e máximo de 101Kg, 1,65m ($\pm 0,06$ m) foi a altura média, com 1,54m de mínima e 1,79 de máxima. O índice de massa corporal mostrou uma média de 22 ($\pm 5,6$ IMC), com o mínimo a 19,20 e máximo de 31,84, tratando-se de uma amostra que se encontra dentro da normalidade na relação peso/altura.

Na tabela seguinte podem observar-se os valores da média, desvio padrão, máximos e mínimos obtidos durante a contração do quadríceps nas várias posições da anca.

Tabela 2: Análise descritiva da força e percentagem de sinal eletromiográfico

<i>Posição</i>		<i>N</i>	<i>Mínimo</i>	<i>Máximo</i>	<i>Média</i>	<i>Desvio Padrão</i>
25° Flexão	Biodex (N)	60	12,75	99,05	42,05	18,81
	maxVM_(%)	57	35,08	183,62	92,87	33,57
	maxVL_(%)	59	33,30	174,05	92,74	26,84
	maxRF_(%)	59	58,68	496,96	123,27	73,86
	n	57				
55° Flexão	Biodex_(N)	60	18,78	88,74	41,25	17,75
	maxVM_(%)	60	46,77	194,07	95,89	32,96
	maxVL_(%)	58	49,37	149,50	93,05	20,17
	maxRF_(%)	60	46,91	345,53	114,50	50,45
	n	58				
85° Flexão	Biodex_(N)	60	17,29	96,38	37,81	18,65
	maxVM_(%)	60	53,35	103,15	93,10	10,93
	maxVL_(%)	60	69,99	105,59	93,79	8,76
	maxRF_(%)	60	59,77	100,12	93,59	9,46
	n	60				

Na posição de 25° de flexão da anca, verificou-se uma média percentual de atividade mioelétrica de 92% para o Vasto Medial, de 92% para o Vasto Lateral, e de 123% para o Reto Femoral, tendo a força máxima produzida sido de 42N.

Com a anca posicionada a 55° de flexão observou-se uma percentagem de atividade electromiográfica média para o Vasto Medial de 95%, para o Vasto Lateral de 93% e de 114% para o Reto Femoral com uma força máxima produzida de 41N.

A 85° de flexão da anca as três porções musculares do quadríceps mostraram uma percentagem mioelétrica média de 93% e a força máxima produzida foi de 37N.

Verificou-se assim, que é na posição de 25° de flexão da anca que houve uma maior produção de força máxima e uma média percentual mioelétrica do Reto Femoral mais elevada. As percentagens médias de atividade mioelétrica do Vasto Medial e Lateral não oscilaram de forma significativa nas três posições.

O gráfico que se segue ilustra a percentagem de sinal eletromiográfico do Vasto Medial nas três posições angulares da anca.

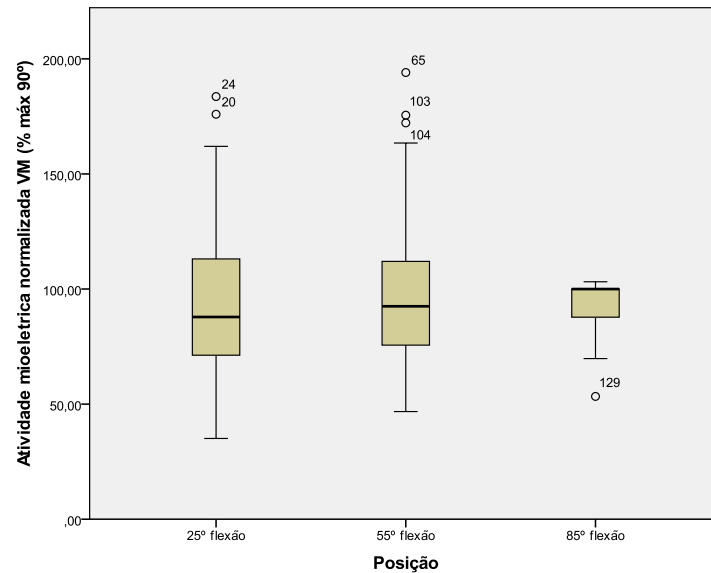


Gráfico 1: Percentagem mioelétrica do Vasto Medial

Através da análise gráfica da percentagem mioelétrica pode-se verificar que o Vasto Medial apresenta aproximadamente valores mínimos entre os 30% a 60% e valores máximos que variam entre os 100% e 180% nas três posições. Entre as três posições, é na posição de 25° de flexão da anca onde apresenta o valor mínimo e é na posição de 55° que mostra o valor mais elevado. A posição de 85° de flexão é a que mostra uma menor variabilidade nos valores da percentagem eletromiográfica.

O seguinte gráfico mostra a percentagem de sinal eletromiográfico do Vasto Lateral nas posições definidas para a anca.

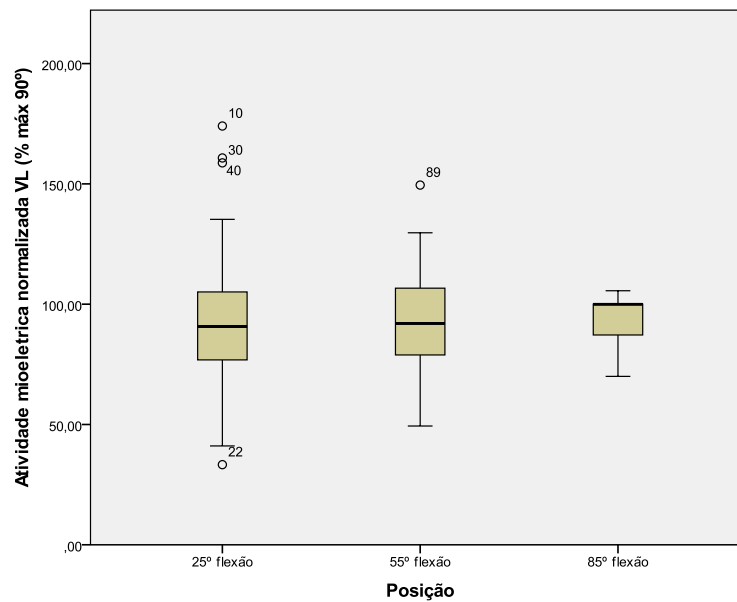


Gráfico 2: Percentagem mioelétrica do Vasto Lateral

O Vasto Lateral apresenta aproximadamente valores mínimos de percentagem mioelétrica que variam entre os 30% e 70% e valores máximos entre os 100% e 170% nas três posições. Pode verificar-se que o valor mínimo e máximo entre as três posições corresponde à posição de 25° de flexão da anca.

Em relação à média dos Vastos Medial e Lateral, a atividade mioelétrica variou entre cerca de 90% e 100%, tendo sido a posição de 85° de flexão a que manifestou uma ativação maior em ambas as porções musculares.

A representação gráfica da atividade mioelétrica do Reto Femoral, mostra valores mais elevados em comparação com as porções musculares do Vasto Medial e Lateral nas três posições.

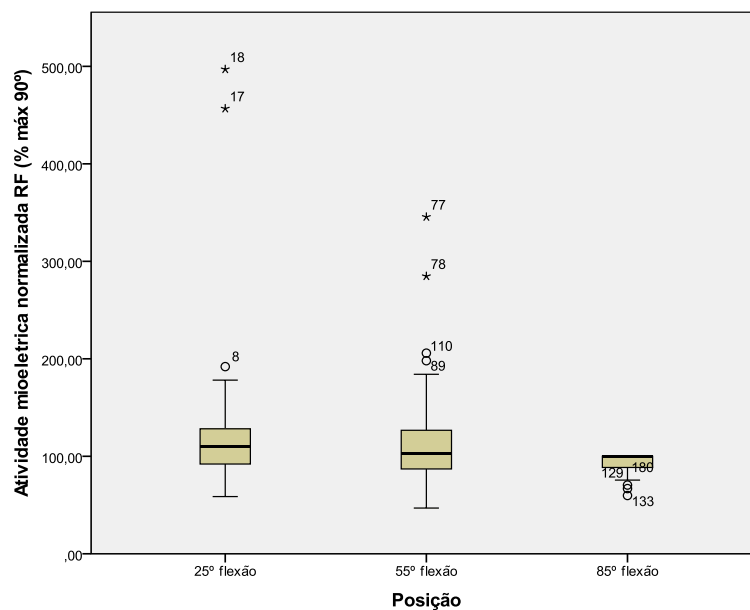


Gráfico 3: Percentagem mioelétrica do Reto Femoral

A média da percentagem mioelétrica do Reto Femoral varia aproximadamente entre os 90% e os 120% em relação às três posições, sendo aos 25° de flexão da anca que se mostra mais elevada.

Os valores mínimos variam aproximadamente entre os 40% e os 60%, sendo a posição de 55° de flexão a que mostra um valor mínimo mais baixo, seguido dos 25° e dos 85° de flexão.

Os valores máximos apresentam-se num intervalo entre os 100% a 200%, sendo o mais elevado aos 55° de flexão e o mais baixo aos 85° de flexão.

Pela observação da tabela seguinte observa-se que existem diferenças significativas na percentagem de atividade eletromiográfica entre os grupos no que concerne ao Reto Femoral.

Tabela 3: Teste das diferenças de médias entre os grupos (25°, 55°, 85°) através do teste de ANOVA

		<i>F</i>	<i>sig</i>
<i>Biodex_(N)</i>	<i>Entre Grupos</i>	0,90	0,41
	<i>Dentro dos Grupos</i>		
	<i>Total</i>		
<i>maxVM (%)</i>	<i>Entre Grupos</i>	0,22	0,81
	<i>Dentro dos Grupos</i>		
	<i>Total</i>		
<i>maxVL (%)</i>	<i>Entre Grupos</i>	0,04	0,96
	<i>Dentro dos Grupos</i>		
	<i>Total</i>		
<i>maxRF (%)</i>	<i>Entre Grupos</i>	5,17	0,01
	<i>Dentro dos Grupos</i>		
	<i>Total</i>		

Verifica-se que apenas o Reto Femoral é influenciado pela variação da posição articular da anca sendo que é nas posições de 25° e 85° de flexão que este mostra um maior sinal eletromiográfico e que a maior produção de força corresponde á posição articular de 25° da anca, como já havia sido descrito acima.

Tabela 4: Teste das diferenças de médias entre os grupos (25°, 55°, 85°) através do teste de Bonferroni

<i>Variável Dependente</i>	<i>(I) Posição</i>	<i>(J) Posição</i>	<i>Sig.</i>
<i>Biodex_(N)</i>	25° flexão	55° flexão	1,00
		85° flexão	0,63
	55° flexão	25° flexão	1,00
		85° flexão	0,92
	85° flexão	25° flexão	0,63
		55° flexão	0,92
<i>maxVM (%)</i>	25° flexão	55° flexão	1,00
		85° flexão	1,00
	55° flexão	25° flexão	1,00
		85° flexão	1,00
	85° flexão	25° flexão	1,00
		55° flexão	1,00
<i>maxVL (%)</i>	25° flexão	55° flexão	1,00
		85° flexão	1,00
	55° flexão	25° flexão	1,00
		85° flexão	1,00
	85° flexão	25° flexão	1,00
		55° flexão	1,00
<i>maxRF (%)</i>	25° flexão	55° flexão	1,00
		85° flexão	0,01
	55° flexão	25° flexão	1,00
		85° flexão	0,09
	85° flexão	25° flexão	0,01
		55° flexão	0,09

Pela leitura da tabela pode-se aferir que existe uma diferença significativa entre as médias dos grupos da posição de 25° e 85° de flexão na percentagem de atividade electromiográfica do reto femoral.

Conclui-se que apenas o Reto Femoral é influenciado pela variação da posição articular da anca sendo que é na posição de 25° de flexão que este mostra um maior sinal eletromiográfico e que a maior produção de força corresponde igualmente à mesma posição articular de 25° de flexão da anca, como já havia sido descrito acima, onde se encontra na posição de maior alongamento.

5. DISCUSSÃO

Neste estudo foi recolhido o sinal eletromiográfico dos músculos monoarticulares (vasto lateral e medial) e biarticular (reto femoral) em três posições da anca aquando o momento de força máximo.

Os resultados obtidos mostram que é na posição de maior alongamento da porção muscular biarticular do músculo do reto femoral, ou seja na posição de 25° de flexão da anca, que existe uma maior percentagem do sinal eletromiográfico.

Em relação á produção de força máxima a posição de 25° de flexão da anca foi a que mostrou os valores mais elevados para o grupo muscular do quadricípite. A explicação para estes resultados pode estar relacionada com a amplitude de contração externa (as fibras musculares actina miosina estão em maior alongamento e daí terem maior potencial para se encurtar), com a ação do Psoas ilíaco na estabilização da anca e com limitações do próprio estudo como a possibilidade de ter existido participação muscular de outros grupos na posição 25° de flexão da anca.

Segundo Hamill e Knutzen (2008) a magnitude da força gerada por um músculo está relacionada com o comprimento em que o músculo é mantido. O comprimento ideal para gerar tensão muscular é ligeiramente maior do que o comprimento de repouso porque os componentes contráteis estão a produzir tensão num nível ótimo e os componentes passivos estão a armazenar energia elástica e a aumentar a tensão total na unidade. Esta relação favorece a ideia de colocar o músculo em alongamento antes de iniciar a sua contração muscular.

Em contração isométrica o músculo é ativado, mas mantém o mesmo comprimento, sendo que a produção de força muscular depende do número de pontes cruzadas formadas, ou seja, quanto maior for o número formado, maior será a força muscular produzida (Gordon et. al. 1966)

Nas porções musculares dos músculos vasto lateral e medial pode-se verificar que estes não apresentam diferenças significativas quanto a uma maior ativação eletromiográfica. No estudo feito por Correa et. al. (2011) o objetivo foi determinar quais os ângulos articulares em que é possível obter uma maior produção de força isométrica máxima e maior EMG dos músculos vastos medial, vasto lateral e reto femoral executadas em diferentes posições para extensão do joelho. Os 10 sujeitos da amostra foram posicionados sentados com a anca a 110° e o joelho a 0° (extensão completa), 60° e 90°. Foram realizadas três contrações máximas em cada posição durante um período de cinco segundos tendo sido dado um intervalo de cinco minutos entre os testes. Em relação à EMG dos vastos lateral e medial os autores referiram que estes não apresentaram diferenças significativas de ativação nas diferentes posições articulares testadas estando nesse aspecto de acordo com as conclusões deste estudo.

Newman et al (2003) propuseram-se estudar se o ângulo da articulação do joelho e o comprimento muscular teria influência no desempenho da produção de força máxima e na ativação eletromiográfica. Com os 8 sujeitos da amostra sentados, no dinamómetro isocínético, com a anca a 90° de flexão, foram testadas para extensão isométrica do joelho as posições de 10°, 30°, 50°, 70°, 90, 110°. O sinal eletromiográfico foi recolhido através de um eléctrodo colocado imediatamente acima da inserção do vasto lateral. Concluíram que na amostra estudada não existiram diferenças significativas da ativação muscular nos diferentes comprimentos musculares.

Otoni et. al. (2004) estudaram o comportamento eletromiográfico dos músculos vasto lateral e medial na contração isométrica máxima para extensão do joelho nas posições angulares de 150°, 165° e 180° do joelho não tendo igualmente encontrado qualquer diferença significativa entre os ângulos.

Por seu lado, estão em desacordo com, Shenoy et. al. (2011) ao avaliar a influência de diferentes ângulos da articulação do joelho durante a contração isométrica voluntária máxima na atividade eletromiográfica e pico de torque dos músculos vasto medial, vasto lateral e reto femoral. Numa amostra de quarenta indivíduos saudáveis (20 homens, 20 mulheres) foi medido o pico de torque e o sinal eletromiográfico na perna dominante nas posições angulares de 30°, 60° e 90° de flexão do joelho com a anca posicionada a 110° de flexão numa contração de dez segundos.

Reportaram a existência de diferenças significativas na atividade eletromiográfica apenas no vasto medial em todos os ângulos, com atividade máxima nos 60° de flexão do joelho seguido de 90° e 30°.

Entram igualmente em contradição com as conclusões encontradas por Kong et. al. (2010) ao afirmarem que as porções monoarticulares e biarticular manifestaram maiores valores de ativação na posição de sentado, seguida de inclinado e deitado. Em oposição estão com as conclusões referidas no estudo de Hasler et. al. (1994) quando afirmam que o vasto externo manifestou um maior sinal eletromiográfico nas posições extremas de 90° e 180° e o vasto interno na posição de sentado.

Em relação ao reto femoral, Correa et. al. (2011) mostra o ângulo de 90° do joelho como o mais adequado para avaliar a sua ativação máxima, ou seja quando se apresenta em maior alongamento em relação as posições da investigação, estando de acordo com as conclusões desta pesquisa pois a porção muscular do reto femoral mostra a existência de uma maior percentagem de sinal electromiográfico nas posições de 25° de flexão da articulação coxo-femoral, ou seja, onde para os ângulos escolhidos para o estudo este encontra-se na posição de maior alongamento.

Em desacordo estão com as Silva et. al. (2008) e Chilibeck et. al. (1998) ao afirmarem que quando o encurtamento muscular é aumentado, maior é o recrutamento das unidades motoras para auxiliar a produção de força máxima e maior é o incremento do sinal eletromiográfico.

Estão, igualmente em desacordo com as conclusões alcançadas por Maffiuletti et. al. (2003) onde foi na posição de sentado (90°) que se verificou uma maior ativação eletromiográfica, visto no presente estudo existir uma maior ativação na posição de deitado (25°). Estão de acordo com as afirmações feitas por Kong et. al. (2010) ao referir que é numa posição de maior extensão da anca que o reto femoral mostra elevados valores eletromiográficos. Contudo estão em desacordo com Carvalho et. al. (2008) ao referir que a posição angular da anca não influencia os valores da ativação electromiográfica e com Salzman et. al. (1993) ao concluírem que o quadrícipite apresentou uma maior atividade electromiográfica numa posição mais inclinada em comparação com a anca numa posição de 0° de extensão, resultados estes que não vão ao encontro dos achados do presente estudo pois existe elevada manifestação de sinal mioelétrico numa posição próxima de 0° de extensão aos 25°.

No que concerne aos achados relacionados com a produção de força máxima as conclusões deste estudo estão de acordo com as conclusões alcançadas por estudos anteriores quando afirmaram que a produção de força máxima é influenciada pela posição articular da anca.

Estes achados vão ao encontro aos de Bandy et. al. (1993) que aplicaram um programa treino isométrico para o quadrícipite, com diferentes ângulos de flexão do joelho – 30°, 60°, 90° com a anca posicionada a 110° de flexão e pretenderam verificar qual a influência dos mesmos na produção de força muscular e na atividade eletromiográfica.

Concluíram que houve uma maior produção de força na posição de maior alongamento, afirmando que uma metodologia eficiente para aumentar a força de extensão isométrica do joelho e a atividade eletromiográfica em toda a amplitude de movimento passa por exercitar o quadríceps numa posição de alongamento.

Correa et. al. (2011) referem que os valores da força muscular na extensão do joelho são superiores e semelhantes entre si nas posições de 60° e 90° em relação a 0°, com a anca posicionada a 110°, apontando o ângulo de 60° como aquele em que existe grande vantagem mecânica, ou seja a variação no comprimento muscular alterou a produção de força.

Bohannon et. al. (1986) e Currier et. al. (1977) relataram a existência de uma maior produção de força máxima numa posição de maior extensão da anca estando de acordo com os achados do presente estudo ao manifestar uma maior produção de força na posição de deitado.

Contudo entram em desacordo com Carvalho et. al. (2008) que de cinco posições (180°, 140°, 110°, 100°, 90°) referiram que a posição de 110°, com ligeira inclinação, foi a que produziu maior força muscular, estando de acordo com as conclusões alcançadas por Pavol et. al. (2000) ao afirmarem que as médias dos momentos de força geradas pela extensão do joelho nos diferentes ângulos de partida usados foram mais elevadas com a anca posicionada a 80° de flexão do que em total extensão.

6. CONCLUSÕES

O presente estudo investigou a força muscular produzida e a atividade eletromiográfica do quadricípite com o objetivo de determinar a melhor posição angular da anca para que este produza uma maior força muscular e conseqüentemente um maior sinal eletromiográfico aquando a extensão isométrica do joelho.

Assim, tendo como base a avaliação feita ao grupo muscular extensor do joelho com a anca posicionada em diferentes ângulos relativos de flexão - 85°, 55° e 25° - e o joelho mantido numa posição de 5° de flexão foi possível estabelecer as seguintes conclusões:

1. O quadricípite obteve o maior momento de força na posição de 25° de flexão da anca;
2. A maior percentagem de sinal eletromiográfico verificou-se na porção muscular do reto femoral com a articulação da anca posicionada a 25° de flexão;
3. A relação eletromiográfica/força mostrou valores mais elevados na posição de 25° de flexão da anca.

Sugere-se, portanto esta posição como a mais indicada para se avaliar a força muscular do quadricípite, bem como a que mostra uma maior vantagem mecânica para incrementar força muscular neste grupo muscular num processo de recuperação física, no que concerne a posição da articulação coxo-femoral.

7. BIBLIOGRAFIA

Aitkens, S.; Lord, J.; Bernauer, E.; Fowler, W. M.; Lieberman, J. S.; Berck, P.; Relationship of manual muscle testing to objective strength measurements; Muscle & Nerve; Vo. 12; pp. 173 – 177; 1989

Alberto, M.; Carvalho, P.; Influencia da posição angular da anca na actividade electromiografica e no peak torque durante a contracção isométrica do quadricipite; Revista portuguesa de Fisioterapia no desporto; Vol. 2. No.1; 2008

Barr, A. E.; Goldsheyder, D.; Ozkaya, N.; Nordin, M.; Testing apparatus and experimental procedure for position specific normalization of electromyographic measurements of distal upper extremity musculature; Clinical Biomechanics; Vo. 16; pp 576-585; 2001; Elsevier

Bandy, W. D., Hanten, W. P.; Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training; Journal of the American Physical Therapy Association; Vo. 73; pp. 455-465; 1993

Bohannon, R. W.; Gajdosik, R. L.; Leveau, B. F.; Isokinetic knee flexion and extension torque in the upright sitting and semireclined sitting positions; Physical Therapy; Vo. 66; No. 7; 1986

Bohannon, R. W.; Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test?; Clinical Rehabilitation; 19: 662-667; 2005; Edward Arnold Ltd

Bohannon, R. W.; Measurement, nature and implications of skeletal muscle strength in patients with neurological disorders; *Clinical Biomechanics*; Vo. 10; No. 6; pp. 283-292; 1995; Elsevier

Bohannon, R. W.; Measuring knee extensor muscle strength; *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*; Vo. 80; :pp. 13–18; 2001; Lippincott Williams & Wilkins

Bohannon, R. W.; Quantitative testing of muscle strength: issues and practical option for the geriatric population; *Topics in Geriatric Rehabilitation*; Vo. 18; No. 2; pp. 1-17; Lippincott Williams & Wilkins; 2002

Bolgla, L. A.; Uhl, T. L.; Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature; *Journal of Electromyography and Kinesiology*; 17; pp. 102–111; 2007; Elsevier

Brownstein, B. A.; Lamb, R. L.; Mangine, R. E.; Quadriceps torque and integrated electromyography; *The journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*; Vo. 6; No 6; 1985

Carvalho, P.; Cabri, J.; Avaliação isocinética da força dos músculos da coxa em futebolistas; *Revista portuguesa de fisioterapia no desporto*; Vo. 1; Nº 2; 2007

Correia P. P.; Mil-Homens P.; A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano; Lisboa; FMH Edições; 2004

Correa, C. S., Silva, B. G. C., Alberton, C. L., Wilhelm, E. N.; Moraes, A. C.; Lima, C. S., Pinto, R. S.; Analise da força isométrica máxima e do sinal de EMG em exercícios para os membros inferiores; Revista Brasileira Cineantropom Humana; Vo. 13; No. 6; pp. 429-435; 2011

Correia, P. P.; Mil-Homens, P.; A Electromiografia no Estudo do Movimento Humano; Lisboa; FMH Edições; 2004

Chilibeck, P. D., Calde, A. W., Sale, D. G., Webber, C. E.; A comparison of strength and muscle mass increases during resistance training in young women; Eur J Appl Physiol; Vo. 77; pp. 170-5; 1998

Criswell, E.; Cram's Introduction to Surface Electromyography; 2nd edition; Jones and Bartlett Publishers; 2011

Cuthbert, S. C.; Goodheart, G. J.; On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review; Chiropratic & Osteopathy; 15:4; 2007; Biomed Central

Currier, D. P.; Positioning for knee strengthening exercises; Physical Therapy; Vo. 57; No. 2; 1977

Delgado, C.; Filho, J. F.; Barbosa, F. P.; Oliveira, H. B.; Utilização do esfigmomanómetro na avaliação da força dos músculos extensores e flexores da articulação do joelho em militares; Revista Brasileira de Medicina no Esporte; Vo. 10; No. 5; 2004

Dowar, S.; Mattacola, C. G.; Isometric Muscle-force Measurements obtained by Handheld Dynamometry; Athletic Theraphy Today; 8 (4); pp. 38-40; 2003; Human Kinetics

Durfee, W. K.; Iaizzo, P. A.; Rehabilitation and muscle testing; 2005; Elsevier

Ebersole, K. T.; Housh, J. T.; Johnson, G. O.; Evetovich, T. K.; Smith, D. B.; Perry, S. R.; MMG and EMG responses of the superficial quadriceps femoris Muscles; Journal of Electromyography and Kinesiology 9; pp. 219–227; 1999; Elsevier

Franciulli, P., Assis, R. O., Souza, F. A., Bigongiari, A., Mochizuki, L., Araújo, R. C.; Comportamento da relação EMG-Torque no musculo quadricípite da coxa durante contração isométrica; In: XII Congresso brasileiro de biomecânica; pp. 1274 – 1279; 2007

Griffin, J. W.; McClure, M. H.; Bertorini, T. E.; Sequential Isokinetic and Manual Muscle Testing in Patients with Neuromuscular disease – a pilot study; Physical Theraphy; Vo. 66; No. 1; 1986

Gordon, A. M.; Huxley, A. F.; Julian, F. J.; The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres; J Physiol; pp. 170-192; 1966.

Hamill, J.; Knutzen, K. M.; Bases Biomecânicas do Movimento Humano. 2ª ed, São Paulo: Manole; 2008

Hasler, E.; Denoth, J.; Stacoff, A.; Herzog, W.; Influence of hip and knee joint angles on excitation of knee extensor muscles; Electromiographic Clinical Neurophysiology; Vo. 34; No. 6; pp. 335-361; 1994

Helewa, A., Goldsmith, C. H., Smythe, H. A.; The modified sphygmomanometer – an instrument to measure muscle strength: a validation study; Journal Chronic Diseases; Vo. 34; No. 7; pp. 353-61; 1981

Hermens, H. J.; Freriks, B.; Merletti, R.; Stegeman, D.; Blok, J.; Rau, G.; Disselhorst-Klug, C.; Hägg, G.; SENIAM Project; Roessingh Research and Development; n.d.

Hislop, H. J.; Montgomery, J.; Daniels & Worthingham's Muscle Testing: Techniques of Manual Examination; 8th Edition; Saunders Elsevier; 2007

Kaegi, C., Thibault, M., Giroux, F., Bourbonnais.; The Interrater Reliability of force Measurement using a modified sphygmomanometer in elderly subjects; Physical Therapy, Vol. 78. No.10. 1998

Kendall, F. P.; McCreary, E. K.; Provance, P. G.; Rodgers, M. M.; Romani, W. A.; Muscles testing and function with posture and pain; 5th Edition; Lippincott Williams & Wilkins; 2005

Kong, P.W., Haselen, J.; Revisiting the influence of hip and knee angles on quadriceps excitation measures by surface electromyography. *International SportMed Journal*, Vol. 11; No. 2; pp 313-323; 2010

Laing, B. A.; Mastaglia, F. L.; Lo, S. K.; Zilko, P.; Comparative assessment of knee strength hand- held myometry and isometric dynamometer in patients with inflammatory myopathy; *Physiotherapy Theory and Practice*; Vo. 11; pp. 151-156; Lawrence Erlbaum Associates Limited; 1995

Lin, H.; Hsu, A.; Chang, J.; Chien, C.; Chang, G.; Comparison of EMG Activity between maximal manual muscles testing and Cybex maximal isometric testing of the quadriceps femoris; *J Formosan Medical Association*; vol.107 No.2; Elsevier; 2008

Lucareli, P. R. G.; Lima, M. O.; Lima, F. P. S.; Gimenes, R. O.; Lucareli, J. G. A.; Junior, S. A. G.; Fukuda, T. Y.; Pompeu, J. E.; Comparação dos métodos de mensuração da força muscular dos flexores dos dedos das mãos através da dinamometria manual e esfigmomanômetro modificado; *Einstein*; 8 (2 Pt 1): 205-8; 2010

Maffiuletti, N. A.; Lepers, R.; Quadriceps femoris torque and EMG activity in seated versus supine position; *Medicine & Science in Sports & Exercise*; Vol. 35, No. 9, pp. 1511–1516, 2003

Newman, S. A., Jones, G., Newham, D. J.; Quadriceps voluntary activation at different joint angles measures by two stimulation techniques; *Eur J Appl Physiol*; Vo. 89; pp. 496-499; 2003

Noreau, L.; Vachon, J.; Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury; International Medical Society of Paraplegia Spinal Cord; 36, 716 – 723; 1998

Otoni, M. A. R., Oliveira, R. F., Oliveira, D. A. A. P., Amorim, C. F., Oliveira, L. V. F.; Análise do sinal EMG dos músculos vasto lateral e vasto medial em contração isométrica máxima, na extensão do joelho; VII Encontro Latino Americano de Iniciação Científica e IV Encontro Americano de Pós-Graduação; 2004

Pinho, L., Dias, R. C., Souza, T. R., Freire, M. T. F., Tavares, C. F., Dias, J. M. D.; Avaliação isocinética da função muscular do quadril e do tornozelo em idosos que sofrem quedas; Revista Brasileira de Fisioterapia; Vo. 9; No. 1; pp. 93-99; 2005

Pavol, M. J.; Grabiner, M. D.; Knee strength variability between individuals across ranges of motion and hip angles; Medicine & Science in Sports & Exercise; Vol. 32; No. 5; pp. 985–992; 2000

Perossa, D. R.; Dziak, M.; Vernon, H. T.; Hayashita, K; The intra-examiner reliability of manual muscle testing of the hip and shoulder with a modified sphygmomanometer a preliminary study of normal subjects; J Can Chiropr Assoc; 42(2); 1998

Pestana, M. H.; Gageiro, J.; Análise de dados para ciências sociais: A complementaridade do S.P.S.S; Lisboa; 2000

Rezende, G.; Pereira, L.; Bittencourt, L.; Dados normativos da força concêntrica, excêntrica, relação agonista/antagonista e relação funcional do joelho em atletas do futebol; Sociedade Nacional de Fisioterapia Esportiva; 2004

Salzman, A.; Torburn, L.; Perry, J.; Contribution of rectus femoris and vasti to knee extension – An electromyographic study; Clinical orthopaedics and related research; pp. 236-43; 1993

Shenoy, S.; Mishra, P.; Sandhu, J. S.; Peak Torque and IEMG activity of Quadriceps Femoris muscle at three different knee angles in a collegiate population; J Exerc. Sci. Fit; Vo. 9; No. 1; pp. 40-45; 2011

Smith, C. A.; The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review; Journal of orthopaedic & sport Physical Therapy; Vo. 19; No. 1; 1994

Silva, E. M., Brentano, A. M., Cadore, E. L., Almeida, A. P. V., Kruel, L. F. M.; Analysis of muscle activation during different leg press exercise at sub-maximum effort levels; J Strength Cond Res; Vo. 22; pp. 1059-65; 2008

Wadsworth, C. T.; Krishnan, R.; Harrold, J.; Nielsen, D. H.; Intrarater Reliability of Manual Muscle Testing and Hand-held Dynametric Muscle Testing; Physical Therapy; Vo. 67; No. 9; 1987

8. ANEXOS

Anexo 1

Consentimento Informado

Título do Estudo: Relação EMG/Força Isométrica na extensão do joelho em diferentes posições angulares da anca.

Objetivos do Estudo:

- Comparar a produção de Força isométrica na extensão do joelho nas diferentes posições angulares da anca;
- Comparar a atividade EMG das diferentes porções musculares do Quadrícipite Crural durante a produção de Força isométrica na extensão do joelho nas diferentes posições angulares da anca;
- Comparar a relação EMG/Força durante a produção de Força isométrica na extensão do joelho nas diferentes posições angulares da anca;

Procedimentos na Recolha:

- Informação ao participante sobre os procedimentos; esclarecimento de dúvidas;
- Recolha de dados biográficos e antropométricos;
- Testes funcionais musculares;
- Preparação da pele (depilação e limpeza) e colocação dos elétrodos nos músculos: Reto Femoral, Vasto Externo, Vasto Interno e Bicípite Femoral, dos membros inferiores;
- Colocação de quatro marcadores reflexivos: côndilo externo, grande trocânter, espinha ilíaca ântero-superior, espinha ilíaca pósterio-superior;
- Colocação de electrogoniómetro no joelho do membro inferior;

Os elétrodos, marcas reflexivas e eletrogoniómetro serão fixos à pele por fita adesiva apropriada.

A tarefa a realizar consistirá na extensão do joelho em diferentes angulações da anca contra uma resistência externa, com o participante sentado.

As recolhas terão lugar no laboratório de fisioterapia da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra.

Consentimento Informado

Estou disposto(a) a colaborar como voluntário(a) no estudo sobre a Relação EMG/Força Isométrica na extensão do joelho em diferentes posições angulares da anca.

Foi-me explicado pelos investigadores a finalidade deste estudo, bem como os seus objetivos, princípios e procedimentos, sendo que os compreendi na totalidade e os aceito.

Sei também que os meus dados vão ser tratados confidencialmente e permito que sejam usados para a investigação, mantendo-se sempre o meu anonimato e privacidade. De igual forma, sei que sou livre de recusar a participação e posso desistir a qualquer momento, não resultando daqui qualquer consequência.

Assinatura do participante: _____ Data: ____|____|____

ANEXO 2

Questionário de avaliação

Para recolha dos dados biográficos e antropométricos foi elaborado um questionário que continha questões acerca dos seguintes parâmetros:

- Nome;
- Género (M/F);
- Data de Nascimento;
- Peso;
- Altura;
- Índice de massa corporal;
- Membro inferior dominante;
- Prática de atividade física (hora/semana);
- Existência de lesões nos membros inferiores;
- Data da lesão dos membros inferiores;
- Comprimento da coxa;
- Volume da coxa;
- Determinação do ângulo da coxa;
- Determinação do ângulo do joelho;
- Determinação do ângulo poplíteo;
- Avaliação da força muscular manual.

ANEXO 3

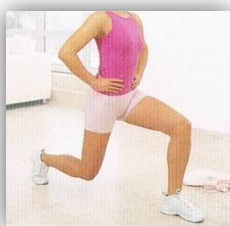
Protocolo de aquecimento para o Quadríceps Crural

O aquecimento para o quadríceps, prévio à atividade a realizar para o presente estudo consiste em:

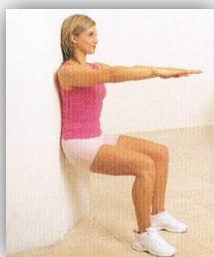
- 20 Repetições de marcha parada;



- 10 Repetições de afundos



- 5 Repetições de Agachamento



- 5 Saltos (Squat-Jump)

